



Elektrotehnički fakultet u Beogradu
Odsek za signale i sisteme



Elastično stopalo: modeliranje i analiza efekata krutosti

-Master rad-

Mentor
Prof. Dr Dejan B. Popović

Kandidat
Matija Štrbac

Beograd, septembar 2011.

Sadržaj

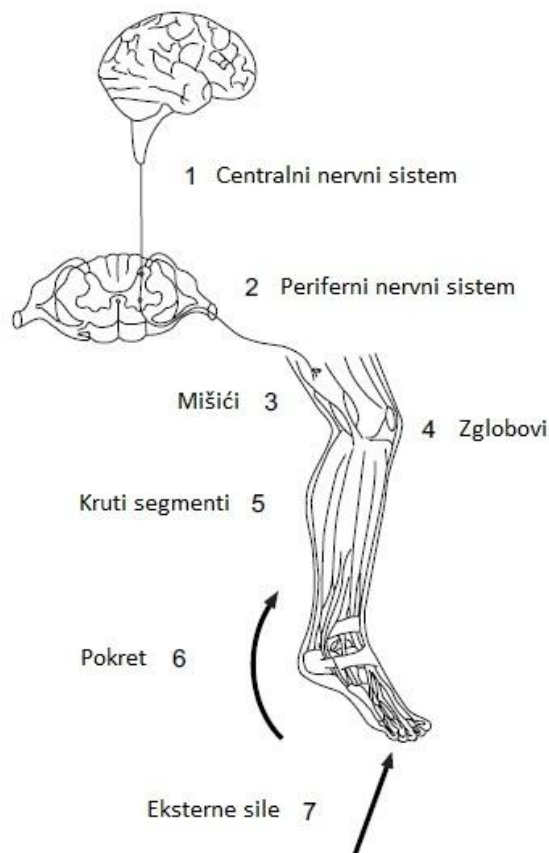
1. Uvod	3
2. Metod.....	7
2.1 Model elastične konzole.....	8
2.2 Model sa jednim krutim i dva elastična segmenta.....	10
2.3 Određivanje momenta u kolenu.....	11
2.4 Eksperiment i akvizicija podataka.....	12
3. Rezultati	15
3.1 Kontrolno merenje	15
3.2 Validaciono merenje.....	18
4. Diskusija	21
Literatura	23

1. Uvod

Ljudski hod je proces koji započinje nervnim impulsom u centralnom nervnom sistemu, a rezultuje silama reakcije podloge koje deluju na stopala. Izvršavanje ove komande uključuje dve bitne komponente sistema:

- Uključenje perifernih nervnih centara koji će uspostaviti traženi obrazac mišićne aktivnosti
- Senzorni *feedback* sa mišića, zglobova i drugih receptora koji će uticati na rezultujući pokret

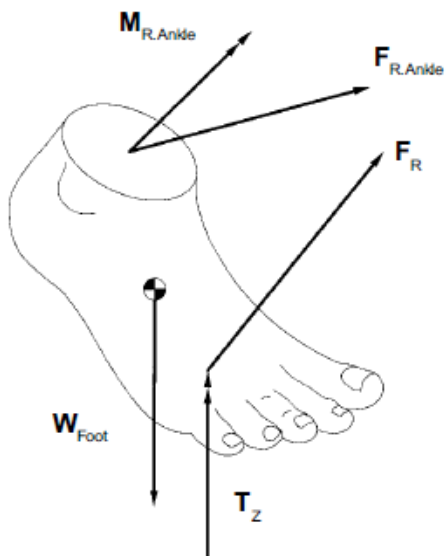
Sile i momenti u zglobovima rezultuju pokretanjem krutih segmenata (nadkolenica, podkolenica, stopalo i td.) i silama koje deluju na okolnu sredinu. Lanac događaja koji rezultuju karakterističnim pokretom koji nazivamo ljudskim hodom moguće je podeliti na sedam bitnih karika (*Slika 1*): komanda centralnog nervnog sistema, prenos ove informacije kroz periferni nervni sistem, kontrakcija mišića koja rezultuje njihovim zatezanjem, stvaranje sila i momenata kroz zglobove, odgovor na date sile i momente od strane krutih koštanih struktura, odgovarajuće pomeranje telesnih segmenata i stvaranje sile reakcije podloge. Ovo se može shvatiti kao *top-down* model na osnovu koga je moguće razumeti određene patologije, odrediti odgovarajuće metode lečenja i pronaći načine kojima je moguće proučavati hod pacijenta (2).



Slika 1. Sedam komponenata koje čine funkcionalnu bazu za ljudski hod

U analizi dinamike krutih segmenata nailazi se na dva moguća tipa problema (1). Prvi predstavlja direktan problem u kome je na osnovu sila primenjenih na mehanički sistem potrebno odrediti rezultujući pokret. Drugi, inverzni problem zahteva da se na osnovu precizno određenih pokreta pronadju sile koje su taj pokret uzrokovale. Ovo je pristup koji odgovara analizi pokreta, pa se na njemu zasniva i formiranje odgovarajućeg modela. Osim položaja segmenata, odnosno promene tih položaja u vremenu, da bilo moguće odrediti sile i momente u zglobovima, potrebno je još izvršiti antropometriju i doći do odgovarajućih sila reakcije podloge. Antropometrija podrazumeva određivanje fizičkih svojstava telesnih segmenata (kao što su masa, moment inercije, centar mase, centar pritiska i td) na osnovu nekih merljivih veličina (kao što su njihove dužine, obimi, telesna masa). Silu reakcije podloge moguće je odrediti pretvaračima u vidu *force plate*-a ili aproksimirati na osnovu poznavanja raspodele pritisaka stopala koja se dobija matricom pijezezistivnih senzora postavljenih u obuću (6).

Poznavajući osnovne teoreme statike, proizvoljan prostorni sistem sila se može zameniti ekvivalentnim sistemom koji se sastoji od jedne sile \vec{F}_R i jednog momenta \vec{M}_O koji deluju u redukcionalnoj tački O . Ova procedura se još naziva i nultim zakonom mehanike, a omogućava nam posmatranje izolovanih sistema na koje deluju odgovarajući sile i momenti i formiranje skice koja je u literaturi poznatija kao *free body diagram* (3). U konkretnom slučaju, ovaj zakon nalazi primenu u posmatranju telesnih segmenata kao zasebnih sistema i određivanju samo rezultujućih sila i momenata koji će se posmatrati kao eksterna sila u daljoj analizi. Kako se ovaj rad bavi analizom stopala, koje predstavlja segment od koga započinje ovaj vid analize, jedino što je neophodno da bi se našle rezultujuća sila i momentat jesu sile reakcije podloge, dok je ostatak sistema moguće u potpunosti zanemariti (*Slika 2*).



Slika 2. Free body diagram desnog stopala i rezultujuće sile

Najveći broj modela koji se koriste u analizi ljudskog hoda sve delove sistema, odnosno sve telesne segmente, posmatraju kao krute strukture. Medjutim, znajući da u ljudskom telu

postoji 206 kositju, od kojih se 52 nalaze u stopalima, postaje jasno da ovo prilično odstupa od same prirode sistema. Prethodnih godina su predloženi koncepti biomehaničkog modela koji bi uzeo u obzir longitudinalno savijanje stopala preneo kinetičke i kinematičke promene na ostale zglobove. U nekim istraživanjima je pokazano da se model formiran na ovaj način (4) može uspešno implementirati i uključiti u određene strategije kontrole sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju (FES). Takodje, model ovakav model se može iskoristiti za pedikciju promene momenata u zglobovima pri primeni ortoze, ili za analizu i nalaženje odgovarajućeg prostetičkog stopala.

U skorijim istraživanjima je pokazano da će u slučaju parcijalne amputacije stopala i primene odgovarajuće proteze pravilnost hoda zavisiti od tri osnovna faktora: način pričvršćenja proteze, restrikcija dorzifleksije stopala i elastičnosti primenjene proteze (1). Kretanje centra pritiska i sama mogućnost korišćenja prostetičkog dela stopala, odnosno restoracije efektivne površine, zavisice pre svega od ove tri osobine. Kao posledica javice se i pravilniji hod, manje opterećenje zdrave noge pri inicijalnom kontaktu sa podlogom, kao i normalizacija momenata u skočnom zglobu i u kolenu. Iz ovoga postaje jasno da analiza i razumevanje zdravog stopala i njegovih elastičnih osobina, pa samim tim i formiranje odgovarajućeg modela, postaje ključno za rešavanje mnogih pitanja dizajna kada se govori o prostetičkim stopalima.

Karakterističan pokret ljudskog stopala pri hodu, kod zdravih ispitanika, može se opisati kao lagani napredak, odnosno promena izmedju faze zamaha, prilikom koje se stopalo nalazi u vazduhu, i četiri faze prilikom kojih se stopalo nalazi na zemlji (5). Te četiri faze su faze u kojima sila reakcije podloge deluje na stopalo na različite načine, i one uključuju: 1) spuštanje pete; 2) ravno stopalo; 3) podizanje pete; 4) odguravanje prstima. Uključivanje elastičnog stopala u biomehanički model bi mnogo bolje moglo opisati promene biološkog sistema u ovim fazama, pa bi se odatle mogli i mnogo preciznije odrediti sile i momenat u zglobovima, a sama mišićna aktivacija bi mnogo više odgovarala onoj koja postoji prilikom zdravog hoda.



Slika 3. Četiri faze hoda u kojima je stopalo na zemlji

Ovaj rad biće posvećen upravo problemu uvođenja mehaničkog modela elastičnog stopala i nalaženju odgovarajućeg koeficijenta elastičnosti, oblika i dimenzija, sa ciljem da dobijeni model po svom ponašanju u što većoj meri odgovara biološkom sistemu, odnosno pravom stopalu. Naknadno će na osnovu formiranog modela i kinematičkih podataka i sila reakcije podloge dobijenih u realnim uslovima biti izvršeno poredjenje dva modela – klasičnog modela sa krutim segmentima i ovako formiranog modela koji uključuje elastične osobine stopala, pri čemu se kao kriterijum za poredjenje koristi moment sile koji se javlja u kolenu prilikom kretanja. Razlog za ovo jeste to što momenat u kolenu nosi informaciju o nivou mišićne aktivacije, tačnije sili koja je neophodno da postoji u mišićima pod pretpostavkom da se model kreće zadatom trajektorijom. Postojanje značajnih razlika u momentima ova dva modela kao

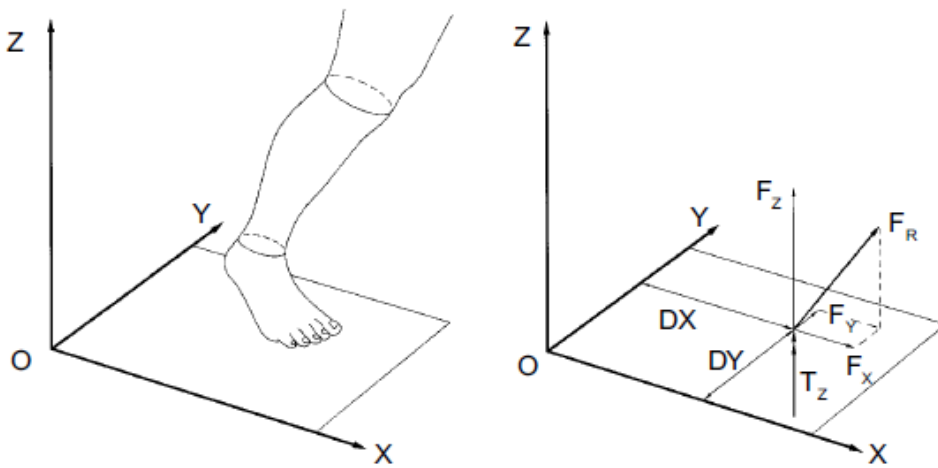
posledicu zahtevaće korišćenje modela koji uzima u obzir elastične osobine stopala u mnogim biomedicinskim istraživanjima, pre svega onim koji se odnose na električnu stimulaciju mišića natkolena.

Takodje, biće uveden i treći model stopala koji će se od modela koji je analitički dobijen na osnovu ljudskog stopala razlikovati samo u modulu elastičnosti, a sa ciljem da se on optimizuje u smislu minimizacije momenta u kolenu. Dati model se predlaže kao model koji treba uzeti u razmatranje pri projetovanju proteze jer se pokazuje da daje bolje osobine od modela formiranog na osnovu ljudskog stopala, uz pretpostavku da minimalni momenat u kolenu znači i minimalan utrošak energije pri hodu. Naravno, ovaj model se formira na osnovu zadate sekvence za normalan hod srednjim tempom jednog zdravog ispitanika i važiće samo u datim uslovima. Treba napomenuti da je u ranijim istraživanjima već pokazano kako krutost samog skočnog zgloba pri primeni ortoza od kompozita ugljenika utiče na utrošak energije pri hodu i predložena je optimalne vrednost od oko 40 Nm/rad (2), a ovim modelom se predlaže optimizacija i po pitanju elastičnosti samog stopala.

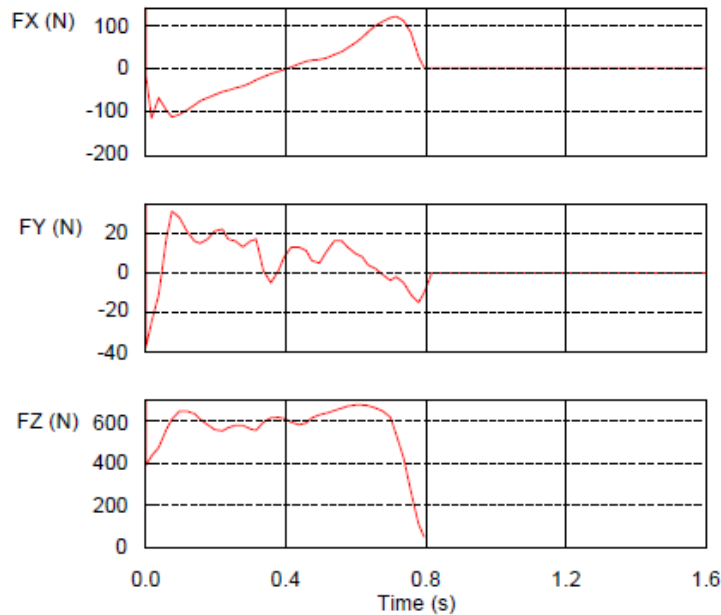
U nastavku rada je najpre konceptualno objašnjen model elastičnog stopala, uz neke osnove iz mehanike i otpornosti materijala, i predložene osobine tog modela, nakon toga je izvršena analiza modela i izvedena zavisnost momenta u kolenu od spoljnih sila za dati model, objašnjen je sam eksperiment i akvizicija podataka od kojih se principima inverzne dinamike dolazi do momenta u kolenu. U trećem poglavlju su prikazani rezultati koji su dobijeni na osnovu podataka koji su snimljeni u dve različite institucije nad dva različita subjekta, dok je u poslednjem poglavlju izvršena analiza rezultata i dati su predlozi za dalje usavršavanje modela.

2. Metod

Kao što je objašnjeno u uvodu, analiza hoda na osnovu principa inverzne dinamike zahteva poznavanje eksternih sila koje deluju na sistem, odnosno sila reakcije podloge. Kako će se rad baviti samim stopalom i njegovom geometrijom i elastičnim osobinama, u daljoj analizi najpre ćemo pretpostaviti da su ove eksterne sile poznate i na osnovu njih ćemo odrediti elastične osobine stopala prosečnog muškog subjekta i formirati model. Kasnije ćemo na osnovu eksperimentalno određenih sila i njihovih pozicija delovanja primenom *force plate* pretvarača validirati ovaj model i diskutovati poboljšanja koja on unosi u model sa krutim segmentima. Na *Slika 4* su prikazani vektori spoljnih sila i parametri od interesa pri formiranju modela dok su na *Slika 5* date njihove vrednosti za prosečnog muškog subjekta (3).



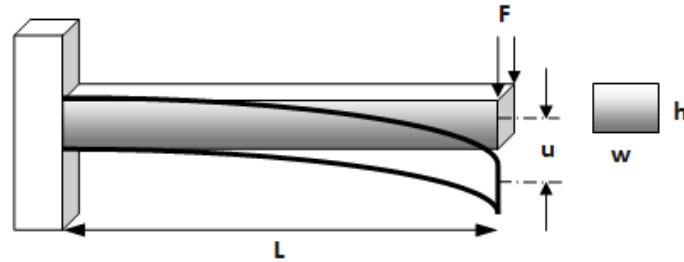
Slika 4. Vektori i parametri koje je moguće odrediti primenom odgovarajućih senzora



Slika 5. Sile reakcije podloge u horizontalnom, mediolateralnom i vertikalnom pravcu

2.1 Model elastične konzole

Posmatraćemo najprostiji, planaran model u kome će se stopalo modelirati kao elastična greda sa čvrstom osnovom u peti dok će se prsti savijati pod dejstvom pritiska podloge. Analiza će se još pojednostaviti time što će se izvršiti analogija sa elastičnom konzolom kao jednom od opštih problema otpornosti materijala (4), a sila reakcija podloge koja deluje na vrhovima prstiju prilikom podizanja pete i odguravanja prstima biće razmatrana kao sila koja deluje na krajevima konzole (Slika 6).



Slika 6. Ugibanje elastične konzole pod dejstvom sile F

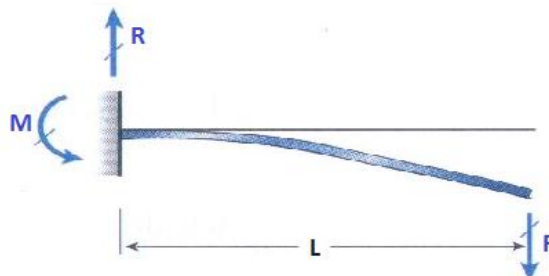
Dimenzije modela, odnosno grede biće definisane na osnovu nečega što se može smatrati prosečnim muškim stopalom. Za dužinu L će biti pretpostavljeno da je 24cm, za visinu h da je 3cm, a za širinu w da je 8cm. Takođe, sile reakcije podloge će biti pretpostavljene na osnovu izmerenjih vrednosti prikazanih na početku poglavlja. Usvojicemo da je sila F koja deluje na krajevima grede 650N. Konačno, za željeni ugib do koga će doći kao posledica deformacije ćemo usvojiti 5 cm. Poznajući ove veličine, možemo izvršiti analizu i odrediti željeni koeficient elastičnosti materijala.

Prvi korak u analizi jeste određivanje prostornog momenta ovako definisanog modela. Znajući da je poprečni presek grede kvadrat dužine w i visine h , prostorni momenat nalazimo sledećom računicom:

$$I = \frac{1}{12} \cdot w \cdot h^3 = \frac{1}{12} \cdot 0.08m \cdot (0.03m)^3 = 1.8 \cdot 10^{-7} m^4$$

Nakon toga, znajući da će sile reakcije delovati u krutom spoju (Slika 7) nalazimo i rezultujući moment:

$$M(x) = F \cdot x - F \cdot L = 650x - 156Nm$$



Slika 7. Sila reakcije i rezultujući momenat

Iz integralne jednačine momenata dolazimo do zavisnosti ugiba konzole od rastojanja, a nakon toga odgovarajući moduo elastičnosti nalazimo iz vrednosti ugiba na krajevima konzole za koju želimo da ima neku određenu vrednost:

$$M(x) = EI \frac{d^2u}{dx^2}$$

$$\frac{du}{dx} = \frac{1}{EI} \int M(x) dx = \frac{1}{EI} \left(\frac{F}{2} x^2 - FLx \right)$$

$$u(x) = \frac{1}{EI} \int_0^x \left(\frac{Fx^2}{2} - FLx \right) dx = \frac{1}{EI} \left(\frac{Fx^3}{6} - \frac{FLx^2}{2} \right)$$

$$E = \frac{1}{I \cdot u(L)} \left(\frac{FL^3}{6} - \frac{FL^3}{2} \right) = 332.8 \cdot 10^6 \frac{N}{m^2} = 0.333 GPa$$

Sada, traženjem odgovarajućeg materijala na osnovu tabelarnih vrednosti za moduo elastičnosti, nalazimo da je materijal sa najbližijim karakteristikama polietilenu male gustine (LDPE) čiji se moduo elastičnosti kreće u granica od 200 do 400 MPa (1). Ono što je na kraju moguće uraditi je proveriti vrednosti ugiba na krajevima konzole u ovom opsegu:

$$u(L) = \frac{1}{IE} \left(\frac{FL^3}{6} - \frac{FL^3}{2} \right) = 4.2 \div 8.3 \text{ cm}$$

U opštijem slučaju, kada sila deluje u proizvoljnoj tački konzole, koja se nalazi na rastojanju k od pričvršćenog kraja, za ugibanje konzole dobijamo sledeću jednakost:

$$u(x) = \left| \frac{Fx^2}{6IE} (3k - x) \right|$$

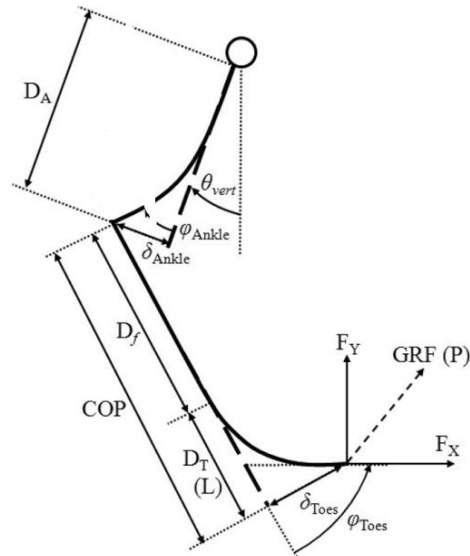
Radi kompletnosti rešenja, na kraju ćemo predstaviti još jednakost za iskošenost konzole, odnosno ugao za koji će ona odstupati od normale pri delovanju datog tereta. Jasno je da je ova veličina samo drugi način da se definiše ugibanje, a ovde je data samo kako bi se istakle granice deformacija koje nastaju za LDPE:

$$\theta(L) = \frac{FL^2}{2IE} = 13.8^\circ \div 27.5^\circ$$

Može se zaključiti će za dati materijal u ovako definisanom modelu doći do ugibanja konzole, odnosno iskošenosti stopala koje se nalazi u granicama koje odgovaraju podizanju pete pri normalnom hodu. Naravno, kako je ovime na osnovu karakteristika pronadjen mateijal koji najviše odgovara prilično pojednostavljenom modelu stopala, sledeći korak usloznjavanje modela i provera datog materijala u realnijem slučaju.

2.2 Model sa jednim krutim i dva elastična segmenta

Jedan od načina da se model elastičnog stopala usložnji jeste da se središnji deo stopala proglašeni krutim segmentom, dok bi se deo stopala gde se nalaze prsti i gde se nalazi skočni zglob kao delovi stopala koji podležu najvećoj deformaciji modelirali elastičnim elementom (Slika 8). Oba elastična elementa će pod dejstvom spoljašnjih sila podleći elastičnim deformacijama na sičan način kao što je to objašnjeno za konzolu u prethodnoj glavi.



Slika 8. Model stopala sa jednim krutim i dva elastična segmenta uz odgovarajuće deformacije

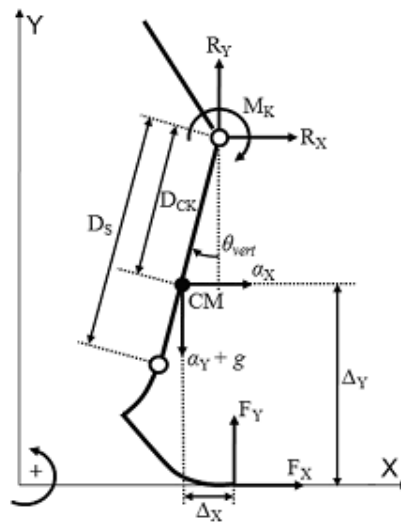
Dakle, ukoliko pretpostavimo da su sile reakcije podloge i inercijalne sile poznate, kao i odgovarajuće pozicije delovanja tih sila (npr. centri pritiska), moguće je ponovo odrediti odgovarajući moduo elastičnosti kao što je to uradjeno na primeru proste konzole. Uvedimo pretpostavku da elastični segment koji predstavlja prednji deo stopala čini trećinu njegove ukupne dužine, što će na osnovu već usvojenih vrednosti biti 8 cm. Takodje, ovoga puta ćemo pretpostaviti da sila reakcije podloge \$P\$ ne deluje baš na sam vrh elastičnog segmenta, već na trećini udaljenosti krutog segmenta od vrha. Geometrijske osobine modela nećemo usložnjavati, pa će prostorni momenat \$I\$ uzeti istu vrednost. Ugibanje bismo želeli da ostane na vrednosti od 5 cm, odakle imamo sve potrebne informacije da bismo odredili moduo elastičnosti segmenta koji će predstavljati prste.

$$E = \frac{Px^2}{6I \cdot u} (3k - x) = \frac{Px^3}{6I \cdot u} = 0.616 \cdot 10^7 Pa = 6.16 MPa$$

Moduo elastičnosti koji je dobijen kao rezultat za ovako formiran model govori da je odgovarajući materijal za izradu elastičnih prstiju sintetička guma. Analogno, ukoliko bi bile poznate inercijalne sile koje se javljaju u skočnom zglobu, bilo bi moguće odrediti materijal koji bi na odgovarajući način mogao da se iskoristi u modelu drugog elastičnog segmenta.

2.3 Odredjivanje momenta u kolenu

Ispitivanje promene koje će ovako definisan model elastičnog stopala uneti u model noge sa krutim segmentima, najbolje je otpočeti matematičkom analizom primenom Njutnove mehanike. Razlika u odnosu na model sa krutim segmentima se očekuje u momentu koji postoji u kolenu, kao posledica promene u trajektoriji potkolenice, pa je ovoga puta potrebno posmatrati i ovaj segmenat. Kao i do sada, pretpostavićemo da se radi o planarnom modelu koji ima jedan aktivan stepen slobode u kolenu, a radi uprošćenosti analize pretpostavićemo da je članak eksterno kontrolisan nekim uređajem koji je u stanju da precizno imitira pokrete članka u toku normalnog hoda (Slika 9).



Slika 9. Model noge sa obeleženim dužinama segmenata, uglovima i silama

Jednačine kojima se u ovako definisan sistem može opisati su sledeće:

$$m\alpha_Y = F_Y + R_Y - mg$$

$$m\alpha_X = F_X + R_X$$

$$J_{FH}\ddot{\theta}_{vert} = F_Y\Delta_X + F_X\Delta_Y + R_Y D_{CK} \sin \theta_{vert} - R_X D_{CK} \cos \theta_{vert} + M_K$$

Odakle se prostom smenom dobija sledeća nelinearna diferencijalna jednačina drugog reda:

$$J_{FH}\ddot{\theta}_{vert} = (m\alpha_Y - mg + F_Y) D_{CK} \sin \theta_{vert} + (F_X - m\alpha_X) D_{CK} \cos \theta_{vert} + F_Y\Delta_X + F_X\Delta_Y + M_K$$

Gde su F_X i F_Y horizontalna i vertikalna komponenta sile reakcije podloge, α_X i α_Y je horizontalno i vertikalno ubrzanje noge, Δ_X i Δ_Y horizontalno i vertikalno rastojanje izmedju centra mase i centra pritiska, θ_{vert} ugao potkolenice u odnosu na vertikalu, J_{FH} je moment inercije dela noge ispod kolena, D_{CK} je rastojanje od kolena do centra mase ovako definisanog segmenta, a M_K je traženi momenat inercije.

U datoj jednačini elastičnost stopala će figurisati preko horizontalno i vertikalno rastojanja između centra mase i centra pritiska. Ove dve veličine će se menjati u vremenu u zavisnosti od sile reakcije podloge, a takodje će zavisiti od promene ugla potkolenice u odnosu na vertikalu - θ_{vert} . Dakle, da bi se ispitala valjanost modela neophodno je najpre izvršiti antropometriju i odrediti masu potkolenice sa stopalom - m , moment inercije datog segmenta - J_{FH} , rastojanje od kolena do centra mase - D_{CK} , a zatim i snimiti senzorida sile reakcije podloge i zavisnost prostornih koordinata ili ubrzanja segmenta od vremena.

2.4 Eksperiment i akvizicija podataka

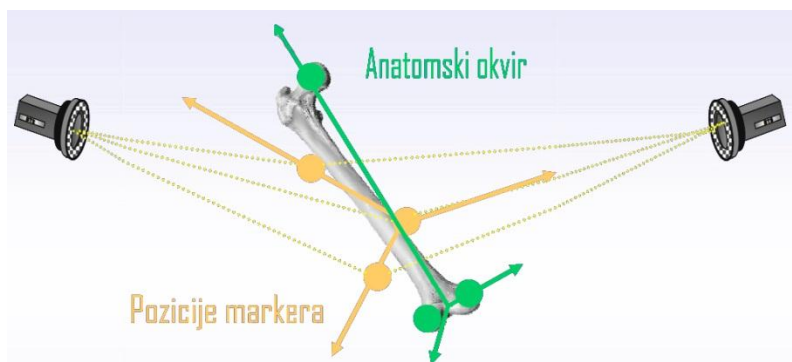
Nakon formiranja modela i analitičkog određivanja zavisnosti momenta u kolenu od eksternih sila potrebno je proveriti njegovu primenljivost na stvarnom setu podataka koji uključuju vremensku zavisnost pozicije telesnih segmenata od interesa uz odgovarajuće pozicije i vrednosti sile reakcije podloge. Prvi deo ovog zadatka se odnosi na kinematiku segmenata koja podrazumeva formiranje skupa numeričkih podataka koji omogućava rekonstrukciju kretanja telesnih segmenata prilikom izvršavanja nekog motornog zadatka. Orijehtacija i pozicija kostiju koje su predstavljene kao kruto telo u opštem slučaju podrazumeva formiranje okvira telesnih segmenata koji definišu njihovu poziciju u odnosu na posmatrača numerički primenom vektora pozicije i matrice orijentacije (5). Podaci se u najčešćem broju slučajeva prikupljaju primenom stereofotogrametrijskih sistema koji omogućavaju praćenje pozicije svetlosno emitujućih ili reflektujućih markera u 3D prostoru (Slika 10). U zavisnosti od primenjenog protokola ovi marker mogu biti zalepljeni direktno za telesni segment od interesa ili mogu biti povezani sa njime preko nekog štapa ili postolja. Dakle, najveća razlika u načinu prikupljanja kinematičkih podataka jeste izbor pozicija na koje se ovi markeri postavljaju i način na koji se na osnovu pozicija markera nalaze pozicije centra zglobova.



Slika 10. Izgled kamera za stereofotogrametrijsko određivanje pozicije markera (levo) i izgled svetlosno reflektujućih markera (desno)

Kako se u našem slučaju radi o planarnom modelu u kome se donji ekstremiteti modeliraju u sagitalnoj ravini ovaj proces se može pojednostaviti i markeri se mogu postaviti na pozicije zglobova sa spoljne strane. Dakle, marker se postavljaju na kuk, koleno, skočni zglob i metatarzalni deo stopala. To je jedna od mogućnosti koja je primenjen prilikom merenja na Fakultetu sporta i fizičkog vaspitanja u Beogradu u kojima sam lično učestvovao i za koje su dobijeni rezultati prikazani u okviru poglavlja 3.1. Na ovaj način pozicije centra zglobova se direktno dobijaju na osnovu podataka iz stereofotogrametrijskog sistema. Naravno, jasno je da je na ovaj način izvršena aproksimacija i da će jedino u slučaju kretanja koje je apsolutno pravolinijsko, i to duž x ose referentnog sistema kamera, dobijeni podaci biti tačni. Takođe, na ovaj način se može desiti da, usled mogućnosti da marker bude zaklonjen od kamera, u određenim vremenskim trenutcima pozicija nekog od zglobova uopšte ne bude određena, pa je nad dobijenim setovima podataka često potrebno izvršiti vremensku interpolaciju. Iz pomenutih razloga, kao i zbog same trodimenzionalne prirode ljudskog hoda tačnost ovih podataka se može značajno poboljšati postavljanjem po tri markera na svaki od segmenata i određivanjem uglova i dužina koje određuju svih 6 stepeni slobode svakog od segmenata. Prema nekim protokolima koristi se i više od tri markera za neke od segmenata radi povećanja sigurnosti da će barem tri markera biti vidljiva od strane kamera u svakom vremenskom trenutku (6).

Na osnovu ovako definisanih podataka moguće je opisati svaki od segmenata u proizvoljnom referentnom sistemu primenom jednostavnih geometrijskih transformacija. Referentni sistemi koji su nam od interesa su lokalni referentni sistemi vezani za posmatrani telesni segment koji su u mogućnosti da jednoznačno opišu poziciju tog segmenta u prostoru, bilo da se radi o vremenski nepromenljivoj ili promenljivoj veličini. Referentni sistemi formirani na ovaj način koji su vezani za krute segmente, tačnije same kosti koje istovremeno definišu tu krutost i obezbeđuju ponovljivost merenja usled njihovih delova koji su vidljivi ili opipljivi i mogu poslužiti kao orijentir pri postavljanju markera, su u literaturi označeni kao tehnički ili anatomski okvir (5). Do kinematike i kretanja samih zglobova dolazi se poznavanjem relativnih kretanja dva telesna, kruta segmenta koji su povezani tim zglobom. Naravno, ovo zahteva da su kordinatni sistemi u kojima se kreću ti segmenti jednoznačno definisani, odnosno da se oni mogu identifikovati na ponovljiv način, a ovo je upravo moguće primenom već opisanog anatamskog okvira. Ova procedura za dobijanje odgovarajuće informacije o kinematici i kretanju centara zglobova je primenjena nad podacima koji su snimljeni u okviru laboratorije Univerziteta u Bolonji a za koje su rezultati prikazani u okviru poglavlja 3.2.



Slika 11. Definisane anatomske okvira vezane za posmatrani telesni segment

Kao što je napomenuto u uvodu, da bi se došlo do informacije o silama koje postoje unutar sistema i koje su uzrok njegovog kretanja, osim podataka i kinematici i dovoljno preciznog opisa trajektorije kojom se taj sistem kreće, potrebno je takodje poznavati i eksterne sile koje deluju na taj sistem, a to su u našem slučaju sile reakcije podloge. Merni sistem koji postoji u Beogradu u okviru Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja poseduje merne platforme koje su u mogućnosti da sa osetljivošću od 1-2 N odredi prostorni vektor sile reakcije podloge. Medjutim, ono što nedostaje ovom sistemu je mogućnost da odredi poziciju delovanja te sile, odnosno centar pritiska, što je u našem slučaju bitan nedostatak jer je rastojanje centra pritiska od centra mase upravo informacija koja u najvećoj meri definiše savijanje samog stopala, pa je zbog toga i nemoguće odrediti momenat u kolenu u slučaju modela sa elastičnim stopalom. Sa druge strane, ukoliko se govori o modelu u kome je stopalo opisano kao kruto telo, onda ova informacija nije od interesa i moguće je jednoznačno opisati sve pokretačke sile koje postoje u tako definisanom modelu, što je najverovatnije i razlog zašto ovaj merni sistem u snimljene podatke ne upisuje i informaciju o poziciji delovanja sile reakcije podloge.

Za potrebe testiranja formiranog modela informacija o centru pritiska je za dati set podataka aproksimirana na onovu očekivanih vrednosti za odaslog zdravog ispitanika pri datoj trajektoriji vektora sile reakcije podloge. Kako ovo nisu precizno odredjeni podaci i kako se oni iz tog razloga ne mogu upotrbiti kao dobar dokaz prednosti modela stopala koji u sebe uključuje elastične osobine u odnosu na model sa krutim segmentima, radi validacije rezultata izvršeno je već pomenuto merenje u okviru Univerziteta u Bolonji. Radi jednostavnosti, u daljem tekstu i u opisu rezultata prvo merenje biće označeno kao kontrolno merenje, dok će drugo biti označeno kao validaciono merenje.

Sam protokol prema kome su izvršena oba eksperimenta podrazumevao je da ispitanik napravi par koraka umerene brzine, prirodnog hoda, pri čemu će prilikom jednog od njih stati na središnji deo merne platforme. Za kraj ćemo još napomenuti da su prilikom oba merenja snimljene po tri sekvence hoda i za svaku od njih su dobijeni približno isti rezultati, zbog čega će oni biti prikazani samo za jednu od snimljenih sekvenci unutar kontrolnog i jednu unutar validacionog merenja.

3. Rezultati

Za potrebe analize modela formiranog prema datim antropometrijskim podacima koje će uključiti elastične osobine stopala na način koji je definisan u prethodnom poglavlju, formiran je MATLAB program sa grafičkim korisničkim interfejsom koji dozvoljava izbor između posmatranje simulacije kretanja ispitanika uz ispis trenutnih vrednosti momenta u kolenu, i obrade celog seta podataka i iscrtavanja zavisnosti veličina od interesa od vremena. Prva opcija je uvedena iz više razloga, a osnovni jeste da bi se omogućila lakša sinhronizacija podataka i posmatranje ugla pod kojim se nalazi stopalo u odnosu na podlogu pri maksimalnim vrednostima sile reakcije podloge. Utvrđivanje ovih zavisnosti kod većeg broja ispitanika, bi se na primer, moglo kasnije iskoristiti za određivanje optimalne vrednosti slobodnog kretanja kada govorimo o ograničavanju dorzifleksije protetičkog stopala (1).

3.1 Kontrolno merenje

Kontrolno merenje je obavljeno u laboratoriji Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja u Beogradu nad odraslom, zdravom, muškom subjektu. Merenja su uključila praćenje kinematike na osnovu sistema kamera koje su pratile poziciju markera uz sinhronizovano merenje sila reakcije podloge primenom *force plate*-a. Markeri su postavljeni na rame, kuk, koleno, skočni zglob, metatarzalni deo stopala i na petu i snimane su njihove pozicije u 3D koordinatnom sistemu, mada je kasnije pri analzi korišćena samo informacija o njihovom kretanju u sagitalnoj ravni, odnosno duž horizontalne i vertikalne ose.

Prvi korak bila je antropometrija i određivanje fizičkih osobina telesnih segmenata ispitanika kako bi se oni kasnije modelovali na odgovarajući način. Podaci koji su izmereni na kontrolnom subjektu prikazani su u okviru Tabela 1.

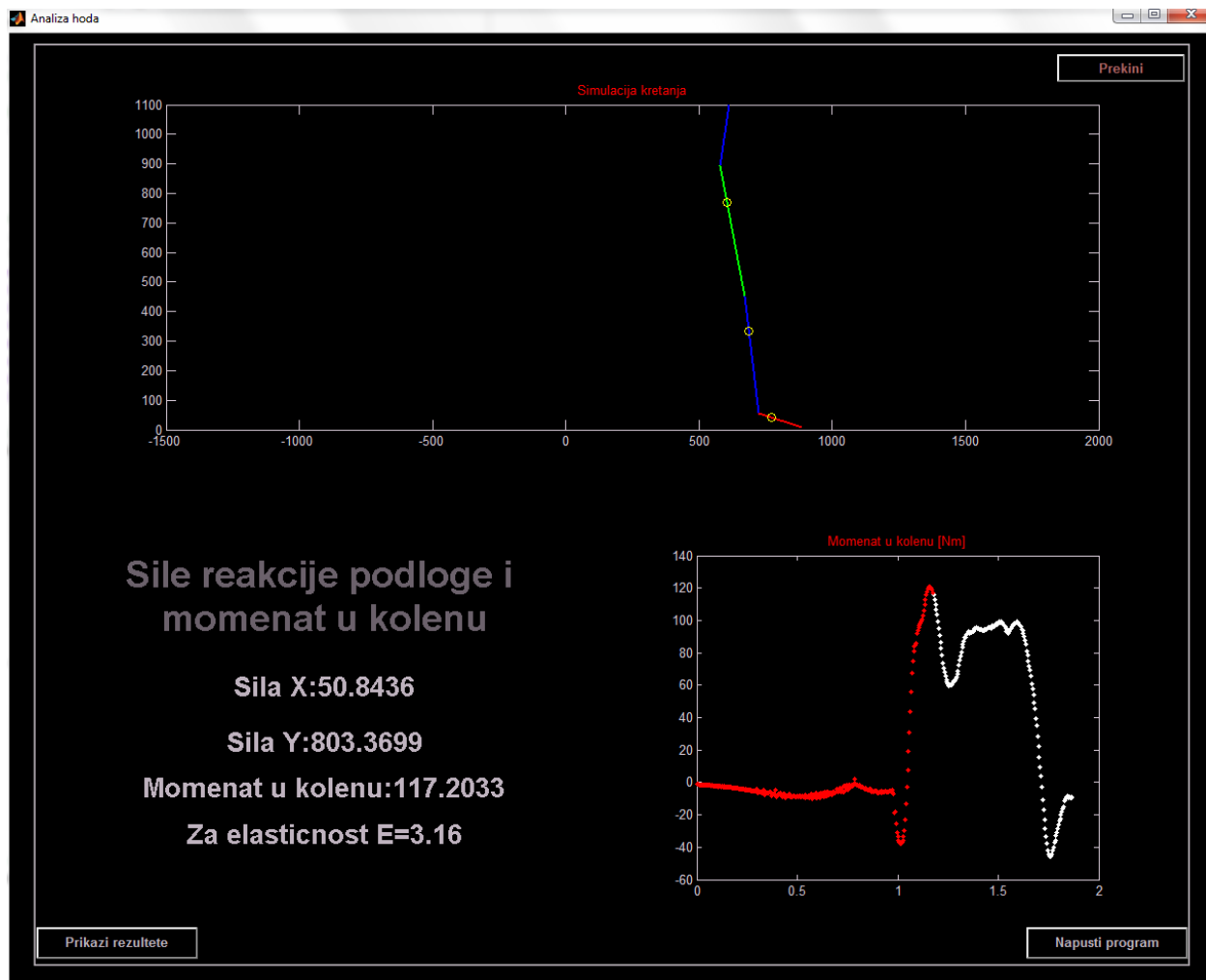
Tabela 1 - Antropometrijski podaci kontrolnog subjekta

Telesna masa	Dužina natkolena	Dužina potkolena	Obim butine	Obim lista	Dužina stopala	Visina skočnog zgloba	Širina skočnog zgloba	Širina stopala
84kg	0,472m	0,438m	0,542m	0,404m	0,261m	0,116m	0,078m	0,098m

Izgled programa u režimu simulacije prikazan je na *Slika 12*. Sama simulacija u sebe uključuje iterativno pokretanje sekvence kinematičkih podataka i izračunavanje momenta u kolenu za različite koeficijente elastičnosti stopala u opsegu u kome se očekuje optimalna vrednost momenta u kolenu. Prikaz različitih trajektorija momenta u kolenu u ovom opsegu vrednosti može se pokazati značajnim ukoliko iz nekog razloga nije moguće konstruisati protezu

koja bi omogućila minimizaciju ovog momenta, ili ukoliko njeno dejstvo treba da se optimizuje i po nekim drugim stavkama.

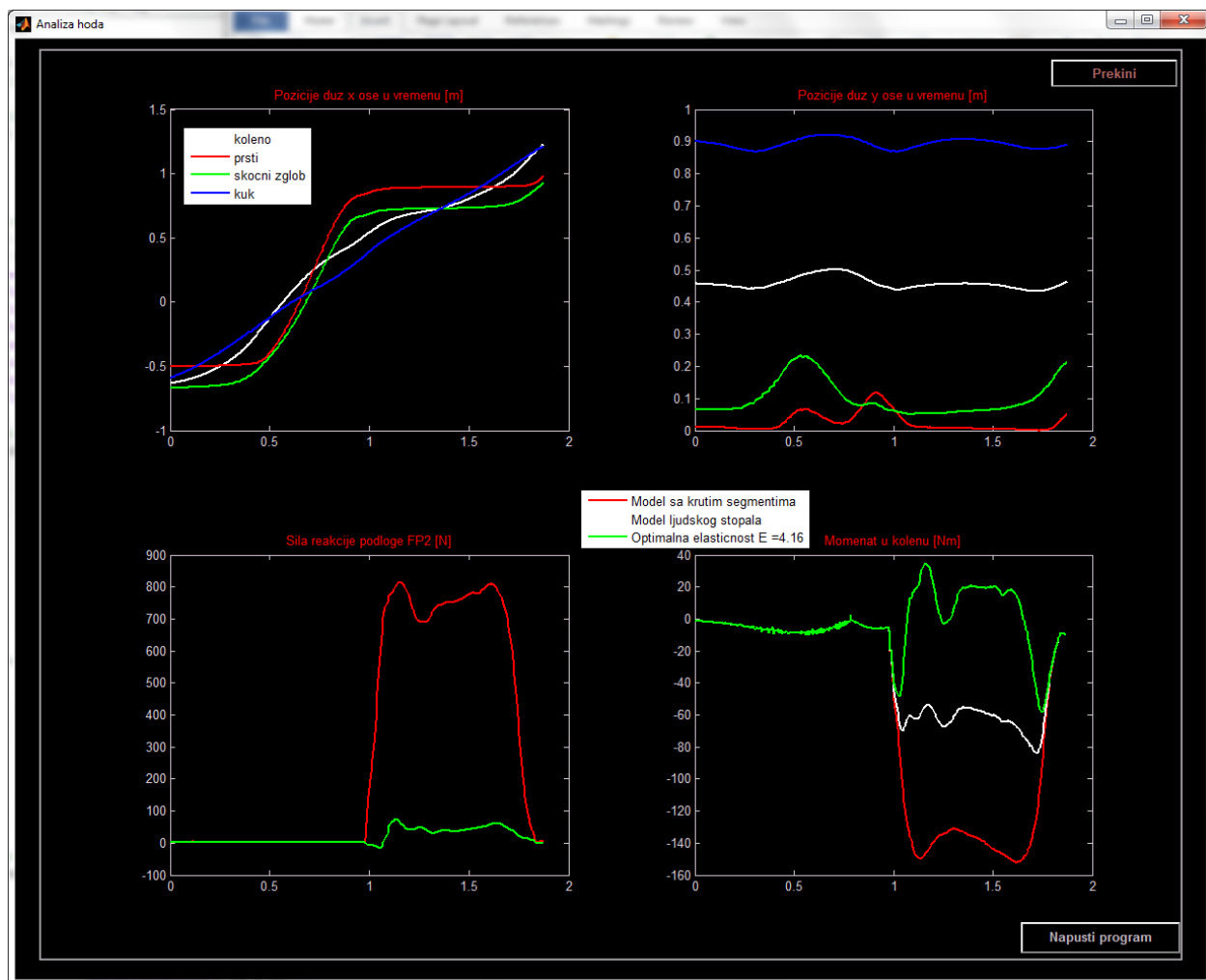
U gornjoj polovini ekrana prikazuje se sagitalna ravan i kretanje telesnih segmenata na onovu snimljenih pozicija markera u vremenu, dok su na svakom segmentu označene i pozicije odgovarajućeg centra mase (Slika 12). U donjoj polovini ekrana ispisuju se vrednosti vertikalne i horizontalne komponente sile reakcije podloge kao i momentat u kolenu koji se dobija na osnovu relacije predložene u poglavlju 2.3 kada se stopalo modelira uzimajući u obzir predložene elastične osobine i inercijalne karakteristike. Interfejs takodje omogućava i prekid simulacije, napuštanje programa ili prelazak u režim pregleda vremenskih zavisnosti.



Slika 12. Program za analizu hoda u režimu simulacije za kontrolno merenje

Drugi režim rada omogućava uporednu analizu svih signala koji su od interesa, kako izmerenih, tako i izvedenih uključujući i uporedni prikaz momenta u kolenu izračunatog kada se stopalo modelira kao krut segmet i kada model uključuje dva elastična elementa. Grafik u gornjem desnom uglu prikazuje kretanje markera u horizontalnom pravcu, frafik u gornjem levom kretanje markera u vertikalnom pravcu, na grafiku u donjem levom uglu prikazane su sile

reakcije podloge u vertikalnom i horizontalnom pravcu, dok se u donjem desnom uglu nalaze vrednosti izračunate kao momenat u kolenu za model sa krutim segmentima, model sa elastičnim stopalom čija je elastičnost određena analitički, a na osnovu fizičkih karakteristika ljudskog stopala, i modela čija elastičnost je programski određena sa ciljem da se minimizuje momenat u kolenu (Slika 13).



Slika 13. Izgled programa pri analizi vremenskih zavisnosti za kontrolno merenje

Posmatrajući pažljivije vrednosti dobijene za momenat u kolenu u slučaju modela sa krutim segmentima i modela koji uključuje i elastične osobine stopala, može se uočiti da je momenat u pojedinim delovima čak više nego duplo manje vrednosti kod elastičnog stopala. Ovo potvrđuje pretpostavku iz uvoda da se model sa krutim segmentima neće pokazati dovoljno dobrim u istraživanjima koja zahtevaju precizne rezultate. Ukoliko govorimo o FES-u, duplo manji momenat bi doveo do značajno manje stimulacije mišića koji pokreću koleno što bi dovelo do znatno prirodnijih pokreta i brže rehabilitacije. Sa druge strane, variranjem koeficienta elastičnosti i promenom dužine elastičnog segmenta moguće je programskim putem

odrediti optimalan dizajn protetičkog stopala, bilo da se radi o potpunoj ili o delimičnoj amputaciji čime ovakav program za analizu nalazi svoju primenjivost.

Kao što je već napomenuto, podaci koji su korišćeni u ovoj analizi nisu kompletni jer u sebe uključuju aproksimaciju pozicije delovanja sile reakcije podloge, što inherentno unosi grešku u rezultate. Zbog toga, kako bi se opravdale iznesene tvrdnje i pretpostavke, i izvršila validacija formiranog modela, izvršeno je još jedno merenje. Ovo merenje unelo je još jednu prednost u ceo proces, a to je testiranje modela na ženskom subjektu značajno različite gradje i telesnih karakteristika.

3.2 Validaciono merenje

Validaciono merenje je izvršeno na Univerzitetu u Bolonji nad odraslim, zdravim, ženskim ispitanikom. Kao i u Beogradu, merenja su uključila praćenje kinematike na osnovu sistema kamera koje su pratile poziciju markera uz sinhronizovano merenje sila reakcije podloge primenom *force plate*-a, a jedina razlika je postojala u protokolu postavljanja markera, pri čemu je ovom prilikom korišćen CAST protokol (6). Način ekstrakcije informacije o poziciji centara zglobova iz tako postavljenih markera opisan je u poglavlju 2.4, a ovde ćemo samo napomenuti da je informacija o njihovom kretanju duž dubinske ose (z-ose).

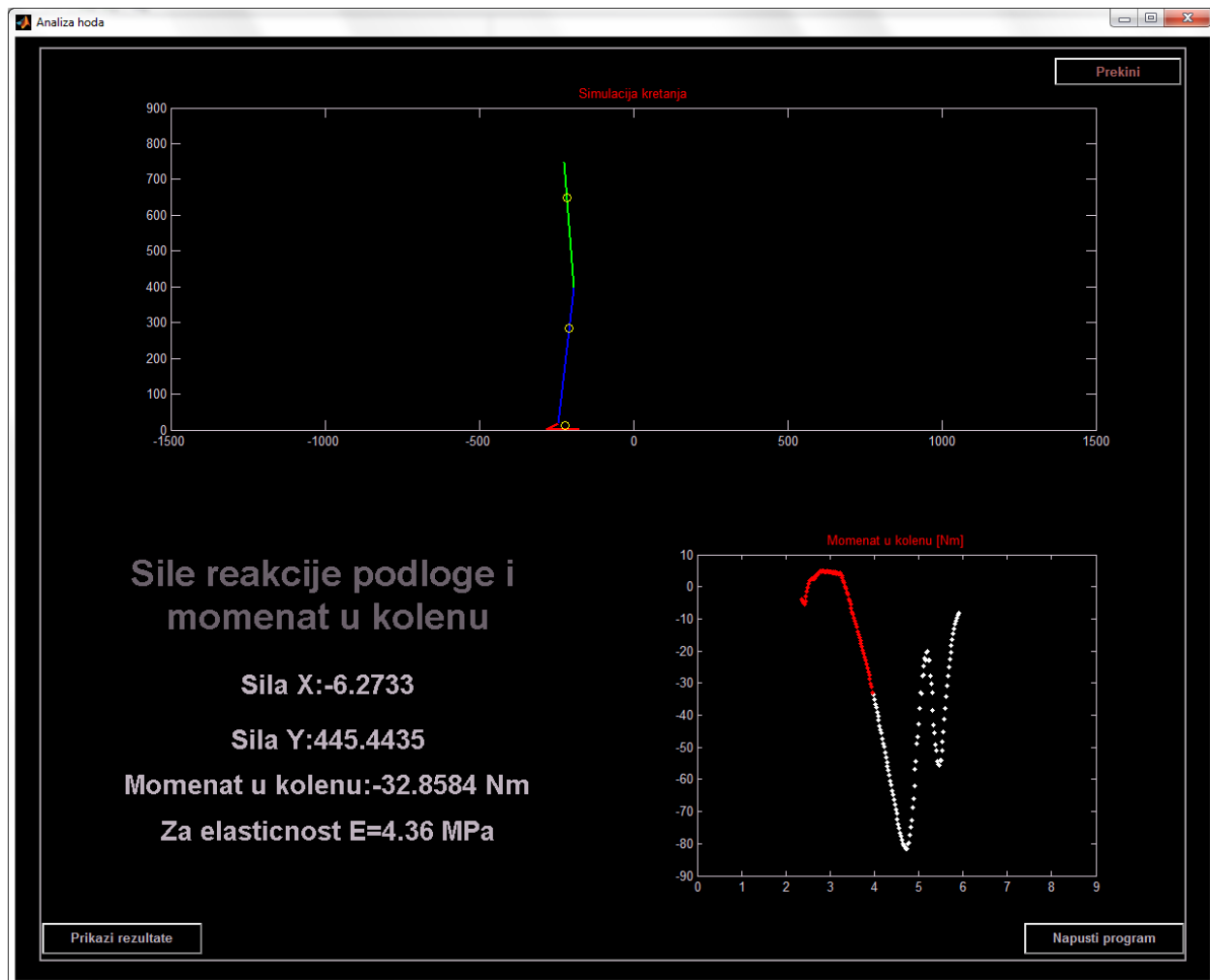
Kao i u slučaju kontrolnog merenja, obrada podataka započinje antropometrijom i određivanjem telesnih karakteristika validacionog subjekta. Ovi podaci prikazani su u okviru Tabela 12. Ukoliko se oni bliže pogledaju i uporede sa podacima dobijenim za kontrolnog subjekta, može se zaključiti da između njih postoji značajna razlika, odakle se očekuje da će biti neophodno da se određeni elementi modela prilagode ovom subjektu. To se pre svega odnosi na efektivnu dužinu stopala koja će u najvećoj meri uticati na model, odnosno njegove elastične osobine. Ovo se, naravno, odnosi samo na razlikama u vrednosti parametara koje su definisane kao ulazne veličine programa, a ne i na samu pridrodu modela.

Tabela 2 - Antropometrijski podaci validacionog subjekta

Telesna masa	Dužina natkolena	Dužina potkolena	Obim butine	Obim lista	Dužina stopala	Visina skočnog zgloba	Širina skočnog zgloba	Širina stopala
49kg	0,42m	0,38m	0,43m	0,35m	0,23m	0,08m	0,07m	0,1m

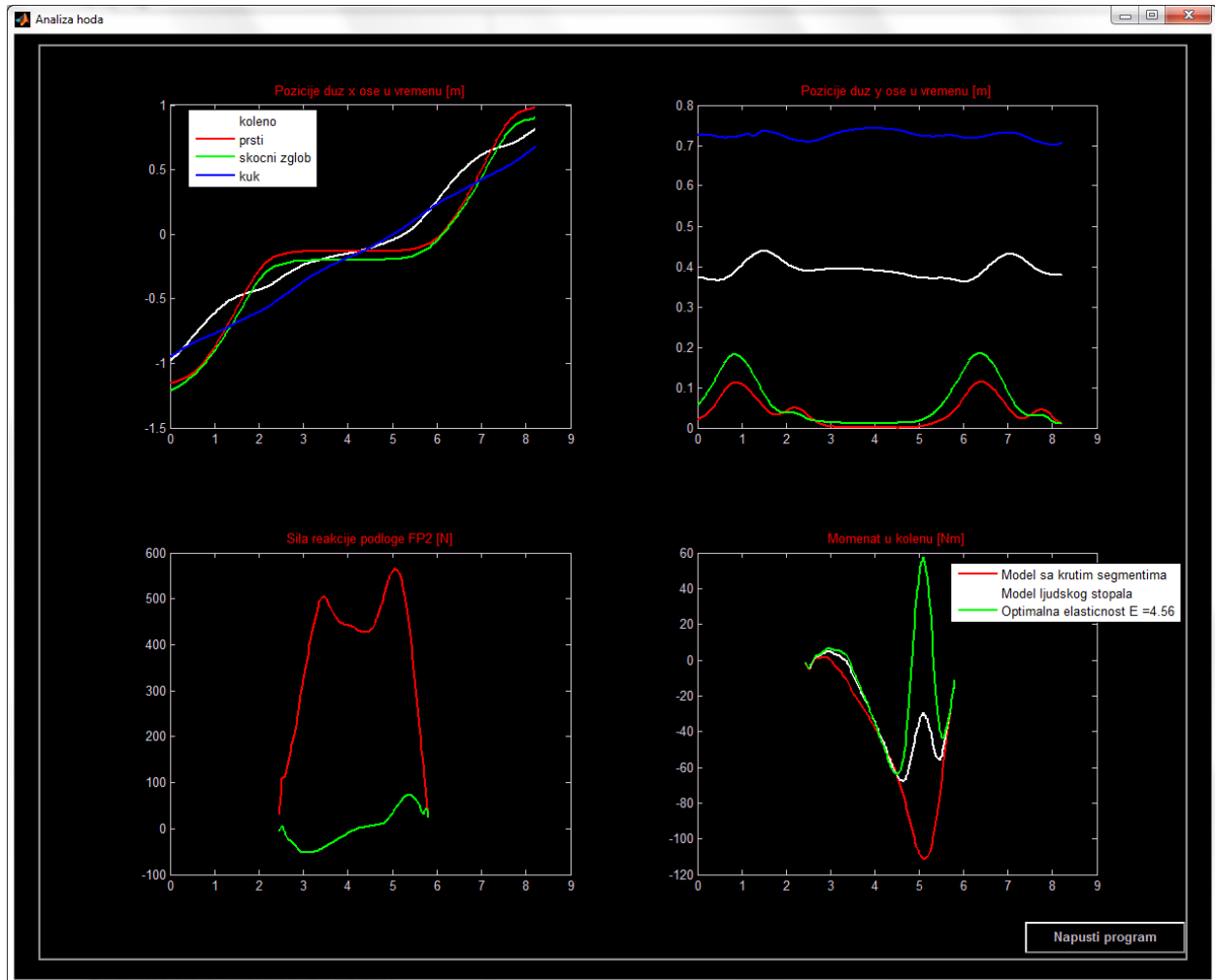
Izgled programa u toku simulacije nije značajno promenjen u odnosu na onaj koji je formiran za slučaj kontrolnog merenja. Simulacija se i dalje sastoji od iterativnog pokretanja programa koji prikazuje kretanje telesnih segmenata u sagitalnoj ravni, ispisuje trenutnu vrednost momenta u kolenu i iscrtava njegovu trajektoriju za različite vrednosti elastičnosti modela, a jedina razlika leži u načinu prikazivanja stopala u toku simulacije. Usled primenjenog protokola za postavljanje markera, poznata je i trajektorija pete, pa je ova informacija iskorišćena da se ovaj deo stopala predstavi kao krut spoj između skočnog zgloba i pete i pete i

metatarzala (Slika 14). Naravno, ovo nema nikakvog uticaja na same rezultate, ali povećava tačnost grafičke interpretacije koja sada daje pregled inicijalnog kontakta stopala sa podlogom i proveru vrednosti momenta u kolenu u ovom vremenskom trenutku.



Slika 14. Program za analizu hoda u režimu simulacije za validaciono merenje

Naravno, ključno za celokupno istraživanje bilo je proveriti da li će rezultati dobijeni na osnovu validacionog merenja da potkrepe iznesenu tvrdnju o razlici u momentu dobijenom na osnovu modela sa krutim segmentima i modela koji u sebe uključuje elastične osobine stopala, kao i da li će ta razlika biti u toj meri izražena kao što je to bilo u slučaju kontrolnog subjekta. Druga premisa koju je bilo potrebno potvrditi jeste da li je moguće i za kontrolnog subjekta programski odrediti elastičnost stopala za koje će vrednost momenta u kolenu biti još manja nego što je to u slučaju modela zasnovanog na ljudskom stopalu, kao i da li će se ta optimalna vrednost još jednom dobiti za elastičnost koja je nešto veća od one koja postoji u stopalu (odnosno za manju vrednosti Jungovog modula od one dobijene analitički). Ispostavlja se da su obe ove tvrdnje potvrđene, a rezultati validacionog merenja prikazani su na Slika 15.



Slika 15. Izgled programa pri analizi vremenskih zavisnosti za validaciono merenje

Pažljivim poredjenjem rezultata dobijenih na osnovu kontrolnog seta podataka i onih dobijenih za validaciono merenje može se utvrditi da bilo da se radi o krutom ili elastičnom stopalu postoji neka manja razlika u maksimalnom momentu koji se javlja u kolenu. To je posledica manje vrednosti sile reakcije podloge (ukoliko sistem posmatramo kao problem inverzne dinamike), odnosno potrebe za manjim pokretačkim momentom jer se radi o lakšem, ženskom subjektu (gledano kao direktan problem dinamike). Takodje, može se doći do zaključka da su trajektorije ovog momenta različite za kontrolnog i validacionog subjekta, ali to se može pripisati ili različitoj strategiji hoda ili grešci pri akroksimaciji pozicije centra pritiska koja je postojala pri kontrolnom merenju. Medjutim, iz rezultata ova dva merenja neoborivo se izvodi zaključak da će, bez obzira na način snimanja kinematike i sile reakcije podloge, bez obzira na to da li se radi o muškom ili o ženskom subjektu i bez obzira na to koju strategiju hoda subjekat primeni, postojati značajne razlike u momentu u kolenu ako se stopalo modelira elastičnim elementom i ukoliko se to ne učini, a to je i bio cilj ovog istraživanja.

4. Diskusija

Poredjenjem momenata koji se javljaju u kolenu u slučaju modela sa krutim i modela sa elastičnim stopalom koji su formirani na osnovu istih biometričkih parametara, može se zaključiti da se ovakvim modelom ostvaruje značajno poboljšanje i da ovakav model zahteva u proseku znatno manji momenat u kolenu da bi simulirao istu sekvencu hoda. To dalje znači da će potrebna mišićna aktivacija da bi se postigao odgovarajući hod biti značajno manja, odakle se prema ovakvom modelu primenom FES-a zahteva značajno manja stimulacija. Stimulacija većim strujama je bolna i gotovo uvek dovodi do primetinih ili neprimetnih oštećenja na tkivu na mestu gde su postavljene elektrode, pa se samim tim teži minimizaciji protoka elektriciteta kroz tkivo. Osim toga, pretpostavka je da će usled složenosti modela i njegove veće sličnosti biološkom sistemu hod dobijen ovakvom stimulacijom u nekoj meri više ličiti na zdrav hod. Naravno, još uvek ostaje da se na osnovu sila i momenata u kolenu odredi potrebna stimulacija fleksora i ekstenzora kolena i da se kasnije proverí da li će ovako stimulisan hod zaista zadovoljiti datu pretpostavku. To je jedna od mogućnosti za nastavak istraživanja na ovom projektu.

Drugi pravac u kome bi ovaj projekat mogao dalje da se razvija jeste formiranje odgovarajućeg protetičkog stopala na osnovu formiranog modela i vrednosti modula elastičnosti koja je dobijena kao optimalna u smislu minimizacije momenta u kolenu. Pretpostavka je da će se taj optimalan moduo elastičnosti razlikovati kod svakog subjekta u zavisnosti od telesne gradje i karakteristika hoda, ali ovim istraživanjem je pokazano da se on može očekivati u opsegu vrednosti između 4 i 5 *MPa*, što je nešto niže od vrednosti određene analitički na osnovu geometrije ljudskog stopala.

Kao što je napomenuto u uvodnom poglavlju, u modelu se smatra da je članak eksterno kontrolisan, odakle bi ovo stopalo moralo da uključi i motore kojima bi bilo potrebno upravljati na odgovarajući način kako bi se ispratila sekvenca hoda, posebno ukoliko se radi o terenu koji može imati pozitivan ili negativan nagib (7). Sve ovo bi zahtevalo i povratnu spregu sa nekih senzora koji bi pružili informaciju o trenutnoj poziciji stopala, odnosno o fazi ciklusa hoda u kojoj se subjekat trenutno nalazi. Jedna od opcija jeste i da se sve ovo zanemari, a da se model iskoristi kako bi se samo odredio najpogodniji materijal za sintetičko stopalo u slučaju delimične amputacije (1). Takvo istraživanje bi u sebe uključivalo preciznije određivanje geometrije stopala i prostornog momenta protetičkog dela koji je potrebno kreirati, i ovakav program bi se u tom slučaju mogao iskoristiti za proveru dobijenog rešenja simulacijom.

Naravno, mogućnost daljeg usložnjavanja modela se ostavlja otvorenom. Bitan element koji je u predloženom modelu zanemaren jeste elastična deformacija pete prilikom njenog spuštanja i inicijalnog kontakta sa podlogom. Ovo bi u našem planarnom modelu odgovaralo uvodjenju još jedne elastične konzole koja bi bila postavljena na zadnji deo stopala. Za ovaj segment bi se opet na osnovu maksimalne sile i željene deformacije pronašao odgovarajući momenat elastičnosti, a zatim i materijal od koga bi bilo moguće da se on napravi. Još jedan vid usložnjavanja modela podrazumevao bi promenu usvojene strukture, odnosno promenu

geometrije iz kvadra u nešto što bi više ličilo na stvarno stopalo i kasnije određivanje prostornog momenta tako formiranog modela i to je jedan od koraka koji bi svakako bio neophodan pri dizajniranju protetičkog stopala.

Za kraj je još potrebno napomenuti da je u ovom radu od početka usvojena pretpostavka planarnog modela, što ne odgovara samoj fizici procesa, jer je ljudski hod po svojoj prirodi prostoran i do promena veličina od interesa dolazi i u mediolateralnom pravcu. Ovo se može zaključiti i sa *Slika 5* na osnovu promena sile reakcije podloge. Postaje jasno da se ovde radi o prostornom vektoru i da se zanemarivanjem jedne dimenzije gubi na tačnosti modela. Medjutim kako su promene u ovom pravcu znatno manje u odnosu na horizontalne i vertikalne promene, radi jednostavnije analize, on je u ovoj fazi izrade projekta zanemaren. Svakako, uvek se ostavlja prostor da se model kasnije usložnji i da se promene veličina koje se javljaju u mediolateralnom pravcu kompenzuju ili geometrijom modela ili na neki drugi način. Formirani model je pre svega poslužio da se testiraju neke pretpostavke i da se pokaže kolike poboljšanje u analizi hoda može da se ostvari ukoliko model stopala u sebe uključi elastični element.

Literatura

1. *Effect of prosthetic design on center of pressure excursion in partial foot prostheses.* **Dillon, Michael P., Fatone, Stefania and Hansen, Andrew H.** s.l. : Jurnal of Rehabilitation Research & Development, 2011, Vol. 48, pp. 161 — 178.
2. *The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: A simulation study.* **Bregman, D.J.J. , et al., et al.** s.l. : Elsevier, 2011, Clinical Biomechanics.
3. **Vaughan, Christopher L., Davis, Brian L. and Connor, Jeremy C.** *Dynamics Of Human Gait.* Cape Town : Kiboho, 1999.
4. **Popović, Dejan and Mikčić, Dušan.** *Mehaniaka - rešeni zadaci.* Beograd : Naučna Knjiga, 1988.
5. *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination.* **Cappozzo, A., et al., et al.** s.l. : Elsevier, 1995, Clinical Biomechanics, Vol. 10, pp. 171-178.
6. *Data management in gait analysis for clinical applications.* **Benedetti, M G, et al., et al.** 3, 1998 : Elsevier, Clinical Biomechanics, Vol. 13, pp. 204-215.
7. *Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces.* **Hansen, Andrew H., Childress, Dudley S. and Miff, Steve C.** s.l. : Elsevier, 2004, Human Movement Science, pp. 807-821.
8. *Closed loop problems in biomechanics.* **Vaughan, CL, Hay, JG and Andrews, JG.** s.l. : J Biomech., 1982. 15(3):201-10.
9. **Ruina, Andy and Pratap, Rudra.** *Introduction to Statics and Dynamics.* s.l. : Oxford University Press, 2002.
10. **Davis, Roy B., DeLuca, Peter A. and Őunpuu, Sylvia.** Analysis of Gait. [book auth.] Joseph D. Bronz. *The Biomedical Engineering HandBook.* s.l. : CRC Press, 2000.
11. *Control of the Lower Leg During Walking: A Versatile Model of the Foot.* **Stefanovic, Filip and Popovic, Dejan B.** 1, s.l. : IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, 2009, Vol. 17, p. Control of the Lower Leg During Walking: A Versatile Model of the Foot.
12. *Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis.* **Higginson, J.S., et al., et al.** s.l. : Journal of Biomechanics, 2005, pp. 1769-1777. 39 (2006)
13. *Tensile Properties of LDPE + Boehmite Composites.* **Brostow, Witold, et al., et al.** s.l. : Society of Plastics Engineers, 2008, Polymer Composites, pp. 760–767.